

ПРИМЕНЕНИЕ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМА С ПОМОЩЬЮ ПЛАСТИНЫ ОСТЕОСИНТЕЗА

Никитин А.В., Михасев Г.И.

Белорусский государственный университет, Минск

The article represents study on peri-articular implant. In this paper, we focused on design of orthopedic implant that fits a maximum percentage of the proximal bone shape. The finite element analysis is performed to analyze the biomechanical performance of the bone/implant construct. The mechanical behavior of left tibia is compared for different implant's placements.

Постановка проблемы

Перелом большеберцовой кости, в особенности ее проксимальной части, приводит к довольно нестабильному состоянию пациента [5], [17]. Такой вид перелома больше чем остальные поражает наружный и внутренний мыщелки, что в свою очередь сопровождается дегенерацией мениска и хрящевых поверхностей коленного сустава. Многие авторы приходят к заключению, что дистальный перелом голени является наиболее трудным с точки зрения прогнозирования результатов лечения [4], [6], [7], [8], [10]. Так же основаниями плохих клинических результатов по восстановлению первоначальной анатомии кости, являются сопутствующие при этом поражения мягких тканей, нестабильность фиксации и плохое выравнивание мыщелков [11]. Стабильная фиксация отломков и осколков – основной принцип остеосинтеза. При фиксации перелома кости имплантатом на отломки действуют сгибающие силы, силы кручения и смещения. Необходимо отметить, что при оскольчатых переломах, величина сил действующих непосредственно на имплантат возрастает. Поэтому учитывая классификацию перелома, врач должен определить какой метод фиксации будет достаточным для удержания отломков и осколков в заданном положении до момента образования костной мозоли [21]. Основной причиной неблагоприятного исхода лечения считается неудачная попытка первичной фиксации, что в большинстве случаев приводит к варусной деформации нижних конечностей и нестабильности коленного сустава [2], [6], [8]. Если перелом голени происходит со смещением фрагментов мыщелков, в таком случае необходимо хирургическое вмешательство и фиксирование перелома с помощью пластины остеосинтеза [1], [3], [8]. Многие исследования показали, что только хирургическая фиксация отломков обеспечивает оптимальные условия для консолидации ОПДКК и профилактики местных осложнений [22], [23], [24]. При внутрисуставных переломах этот принцип является основополагающим, так как именно от точности репозиции отломка зависит тенденция к развитию вторичного остеоартроза, который приведет к боли при движении в суставе и как следствие к стойкой хромоте конечности [21].

Метод конечных элементов в настоящее время становятся все более широко используемым средством для математического анализа биомеханики костно-мышечной системы человека [9]. Огромное внимание уделяется компьютерному моделированию для достижения результатов совпадающих с клинической практикой [13], [17]. Много приведено исследований, описывающих биомеханическую систему кость/имплантат, в зависимости от различных видов пластин [16], [15], [18], [20]. Для моделирования внутренней структуры кости в последнее время очень часто используют неоднородные свойства материала, описывающие зависимость механических свойств от плотности кости, полученных при анализе компьютерной томографии [9], [12], [19].

Организация и методика исследования

Данные полученные при компьютерной томографии нижних конечностей пациента, были обработаны в программе AMIRA и получена трехмерная модель поверхности левой большеберцовой кости с полым костномозговым каналом. Дополнительно, кость была рассечена двумя плоскостями: одна плоскость, проходя под углом 15 градусов, отделяет проксимальную часть от тела большеберцовой кости, а вторая плоскость отделяет наружный мышцелок (рис.1).

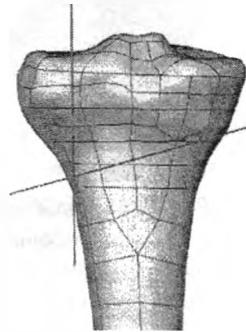
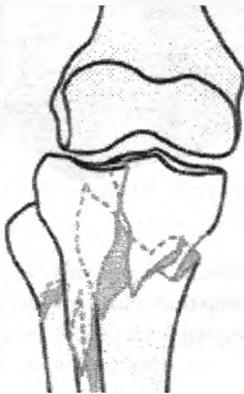


Рис. 1. Моделирование перелома типа 41-C2. Тип перелома по А.О. групповой классификации определяемый как 41-C2 и задний вид проксимальной части большеберцовой кости, описывающий расположение двух секущих плоскостей

Такая фрагментация кости соответствует перелому типа 41-C2 по А.О. групповой классификации, характеризующий повреждение верхней суставной поверхности, охватывающее внутренний и наружный мышцелки (рис.2).

В дальнейшем, программное обеспечение ABAQUS было выбрано для обработки модели и создание в ее объеме сетки, состоящей из 81891 конечного элемента, каждый из которых представляет собой "10-node quadratic tetrahedron" (C3D10). Для каждого элемента были присвоены отдельные механические

свойства в соответствии с плотностью кости, полученной при исследовании снимков компьютерной томографии. Основой такого метода является шкала Хансфилда (значения NU от -1024 до +3071) которая описывает ослабление рентгеновского излучения проходящего через ткани человека, что в свою очередь отображается черно-белым спектром на томограмме. Визуально, чем плотнее кость, тем больше интенсивность пикселя на снимке. Следующая формула описывает зависимость модуля упругости от плотности кости [25].

$$E = 11,42 \cdot \rho^{1,49}, \quad (1)$$

где E – модуль упругости, ГПа; ρ – относительная плотность кости, г/см^3 .

В результате расчета модулей упругости было установлено 75 различных характеристик материала в диапазоне значений от 4,6 до 17,1 ГПа. Коэффициент Пуассона для каждого элемента был принят равным 0,3. Такие механические свойства модели довольно реалистично описывают внутреннее строение кости, различая кортикальный и губчатый слой.

Трехмерная модель имплантата, представляющего собой пластину остеосинтеза изготовленного из титанового сплава Ti6Al4V, была также разделена на 43712 конечных элементов "10-node quadratic tetrahedrons". Шесть винтов были описаны 284 "quadratic beams" которые жестко закреплены в материале кости и самого имплантата. Модуль упругости для всех конечных элементов представляющих пластину и винты был принят равным $E = 110$ ГПа с коэффициентом Пуассона 0,3.

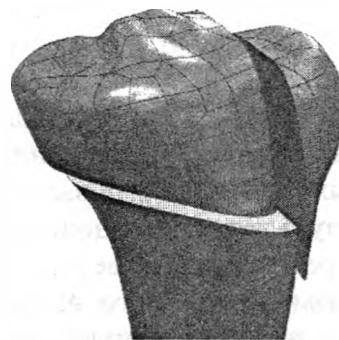


Рис. 2. Трехмерная модель голени с проксимальной частью, разделенной на внутренний и наружный сегменты

Коэффициент трения 0,6 описывает взаимодействие системы кость/кость и 0,4 для системы кость/имплантат.

Общая нагрузка в 1600 Н (двойной вес тела) неравномерно распределена по верхней суставной поверхности большеберцовой кости [26]. При этом 60% от общей нагрузки, охватывающей поверхность площадью 468 мм² приходится на внутренний мыщелок и остальные 40% нагрузки приложено к площади 297 мм² – наружного мыщелка (рис. 3). Согласно такому закону распределению нагрузки, к 42 узлам наружного мыщелка прилагается нагрузка в 15 Н и 73 узла внутреннего мыщелка испытывают нагрузку в 13 Н. Три узла дистальной части голени были жестко зафиксированы для создания граничных условий конечно-элементной модели.

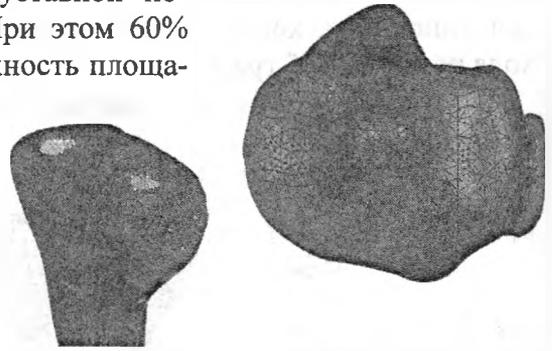


Рис. 3. Условия нагружения. Распределение нагрузки в 1600 Н по верхней суставной поверхности: 960Н на поверхности внутреннего мыщелка (73 узла) и 640Н – наружного мыщелка (42 узла)

Для моделирования предварительного натяжения винтов, которое создает давление между фрагментами кости, способствующее скорейшему восстановлению костной ткани, к трем винтам в проксимальной части голени была применена нагрузка «BOLT LOAD» величина которой составляла 1 Н.

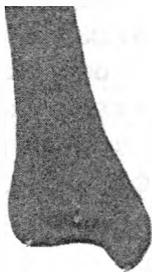


Рис. 4. Граничные условия лодыжки: 3 узла дистальной части голени жестко зафиксированы

Используя такую методику, было построено четыре конечно-элементные модели. Так как пластина остеосинтеза была спроектирована для проксимальной части голени, то ее форма схожа с анатомией большеберцовой кости. Поэтому первоначальная модель описывает положение имплантата в его положении наибольшего прилегания. Специальный алгоритм был использован для определения оптимального положение имплантата, который минимизирует расстояние между поверхностью пластины и поверхностью кости. В трех остальных случаях пластина была смещена на 2 мм вниз, затем на 2 мм смещена вниз и назад и в четвертом положение пластина поворачивалась на 5 градусов вокруг нижнего отверстия. Расчет четырех моделей методом конечных элементов был выполнен в программе ABAQUS.

Результаты исследований

В результате проведенных исследований было установлено, что значения максимального главного напряжения рассчитанное для винтов было близко по своему значению к напряжению по Мизесу для модели Г, когда имплантат был повернут на 5° (табл.1). Отсюда следует что вертикальное расположение пластины улучшает распределение напряжений винтов. Максимальное главное напряжение, рассчитанное в объеме пластины, превысило значение максимального напряжения по Мизесу во всех случаях. Однако только в модели Г, оба вида напряжения имели одинаковое положение. Для сравнения максимальное главное напряжение для моделей А, Б, В, находились в дистальной части имплантата в то время как максимальное напряжение по Мизесу было найдено в его дистальной части. Вращение и отклонение имплантата от его вертикального расположения

приводит к ухудшению распределения нагрузки в пластине и винтах. Также было установлено что максимальное главное напряжение имело наибольшее значение в 72 МПа для модели Б, когда имплантат был смещен вниз на 5мм. Предположительно, такая ситуация сложилась как следствие уменьшения контакта винт/кость. Последующее смещение пластины назад привело к увеличению контакта и уменьшению максимального главного напряжения до 37 МПа. Не смотря на это напряжение сдвига между фрагментами кости увеличился на 50% в сравнении с моделями А и Б. Минимальное напряжение сдвига 0,36 МПа было рассчитано для модели Г, что скорей всего было вызвано расположением винтов непосредственно под коленной нагрузкой.

Таблица 1

Результаты, полученные при расчете конечно-элементных моделей, в программе ABAQUS. max S, Mises – максимальное значение напряжения по Мизесу; max P, Stress - максимальное главное напряжение. Случай А- оптимальное положение имплантата, случай Б- имплантат сдвинут вниз на 5мм, случай В –имплантат сдвинут вниз и назад на 5мм, Г- имплантат повернут на 5 градусов вокруг нижнего отверстия

	А	Б	В	Г
max S, Mises, МПа	410.8	380.1	376.4	301.4
max P, Stress, МПа	311.2	267.2	238.8	277.5
Разность S-P, МПа	99.6	112.9	137.6	23.9

Принимая во внимание все полученные результаты можно сделать выводы, что:

1. При проектировании пластин остеосинтеза необходимо максимально возможно приблизить форму имплантата к поверхности большеберцовой кости.
2. При фиксации анатомической пластины желательно задавать ей вертикальное положение при этом проксимальная часть пластины должна максимально покрывать поверхность проксимального отдела голени
3. Дистальная часть пластины должна направлять винты в переднюю грань большеберцовой кости.

Имплантат, удовлетворяющий этим условиям, в случае наилучшего прилегания, будет обеспечивать оптимальную фиксацию перелома.

ЛИТЕРАТУРА

1. Apley AG. Fractures of the tibial plateau. Orthop Clin North Am 1979;10:61—74.
2. Dias, J.J., Stirling, A.J., Finlay, D.B., Gregg, P.J., 1987. Computerised axial tomography for tibial plateau fractures. Journal of Bone and Joint Surgery 69B, 84–88.
3. Schatzker J, McBroom R, Bruce D. Tibial plateau fractures. The toronto experience 1968—1975. Clin Orthop 1979;138: 94—104.
4. Lansinger O, Bergman B, Korner L, Andersson GB. Tibial condylar fractures. A twenty-year follow-up. J Bone Joint Surg Am 1986;68(1).
5. Moore, T.M., 1981. Fracture dislocation of the knee. Clinical Orthopaedics and Related Research 156, 128–140.

6. Bhattacharyya, T., McCarty 3rd, L.P., Harris, M.B., Morrison, S.M., Wixted, J.J., Vrahas, M.S., Smith, R.M., 2005. The posterior shearing tibial plateau fracture: treatment and results via a posterior approach. *Journal of Orthopaedic Trauma* 19, 305–310.
7. De Boeck, H., Opdecam, P., 1995. Posteromedial tibial plateau fractures: operative treatment by posterior approach. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 320, 125–128.
8. Papagelopoulos, P.J., Partsinevelos, A.A., Themistocleous, G.S., avrogenis, A.F., Korres, D.S., Soucacos, P.N., 2006. Complications after tibia plateau fracture surgery. *Injury* 37, 475–484.
9. Fulvia Taddei, Enrico Schileo, Benedikt Helgason, Luca Cristofolini, Marco Viceconti. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. *Medical Engineering & Physics*, Volume 29, Issue 9, November 2007, Pages 973-979.
10. Cong-Feng Luo, Rui Jiang, Cheng-Fang Hu, Bing-Fang Zeng. Medial double-plating for fracture dislocations involving the proximal tibia. *The Knee*, Volume 13, Issue 5, October 2006, Pages 389-394.
11. Luo, C.F., Jiang, R., Hu, C.F., Zeng, B.F., 2006. Medial double-plating for fracture dislocations involving the proximal tibia. *The knee* 13, 389–394.
12. Benedikt Helgason, Egon Perilli, Enrico Schileo, Fulvia Taddei, Sigurður Brynjólfsson, Marco Viceconti. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review *Clinical Biomechanics*, Volume 23, Issue 2, February 2008, Pages 135-146.
13. Zhang YY, Liu PY, Lu Y, Davies KM, Dvornyk V, Recker RR, Deng HW. Race and sex differences and contribution of height: a study on bone size in healthy Caucasians and Chinese. *Am J Hum Biol.* 2005 Sep-Oct;17(5):568-75.
14. Viceconti M, Taddei F. Automatic generation of finite element meshes from computed tomography data. *Crit Rev Biomed Eng* 2003;31(1/2):27–72.
15. Georg N. Duda, Francesco Mandruzzato, Markus Heller, Jörg Goldhahn, Ruedi Moser, Markus Hehli, Lutz Claes, Norbert P. Haas. Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Issue 5, May 2001, Pages 639-650
16. Eran Peleg, Rami Mosheiff, Meir Liebergall, Yoav Mattan. A short plate compression screw with diagonal bolts—A biomechanical evaluation performed experimentally and by numerical computation. *Clinical Biomechanics*, Volume 21, Issue 9, November 2006, Pages 963-968.
17. Viceconti M, Davinelli M, Taddei F, Cappello A. Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *J Biomech* 2004;37(10):1597–605.
18. Y. González, M.E. Zeman, M. Rupcich, O. Falcón. Design and FEM analysis of a new osteotomy angled-plate for the orthopedic treatment in childrens affected by cerebral palsy.
19. Enrico Schileo, Fulvia Taddei, Andrea Malandrino, Luca Cristofolini, Marco Viceconti. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones *Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 13, 2007, Pages 2982-2989.
20. Hsin-Yi Kathy Cheng, Chun-Li Lin, Yu-Hao Lin, Alvin Chao-Yu Chen. Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture *Clinical Biomechanics*, Volume 22, Issue 5, June 2007, Pages 510-517.
21. Ягников С.А., Кулшов Я.А., Матвеев А.В. Базовые принципы накостного остеосинтеза.